

MODELAGEM DE PRÓTESE SOBRE IMPLANTE PARA EDENTADOS PELO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS

Gabriel Santos Rosalem, gsrosalem@hotmail.com

Libardo Andrés Gonzáles Torres, l.gonzales@ict.ufvjm.edu.br

Universidade Federal dos Vales do Jequitinhonha e Mucuri. Campus JK – Diamantina/MG; Rodovia MGT 367 – Km 583, nº 5000; Alto do Jacuba – CEP 39100-000

Dimitri Ribas Fonseca, dimitri.ribas@gmail.com

Universidade Federal dos Vales do Jequitinhonha e Mucuri. Campus I – Diamantina/MG; Rua da Glória, nº 187; Centro – CEP 39100-000

Resumo. O presente trabalho apresenta o estudo com análise de Elementos Finitos aplicado a uma nova abordagem da restauração protética em três modelos de próteses, dois novos modelos e um tradicional, que seguem o conceito *all - on - four*. O conceito *all - on - four* consiste no desenvolvimento de uma prótese sustentada por 4 implantes, dois inclinados e dois retos. Os objetivos do trabalho são: comparar as tensões geradas no tecido ósseo e na resina acrílica quando as próteses são submetidas a carregamentos axiais. Foi utilizado o Método dos Elementos Finitos (MEF), que é um método numérico usado para resolver, de forma aproximada, equações diferenciais que governam o comportamento mecânicos dos materiais utilizados. Foi utilizado o software de desenho 3D, SolidWorks 2015, para a criação dos modelos. A análise comparativa entre os resultados computacionais e experimentais foi realizada em termos qualitativos e quantitativos. O estudo dos resultados das tensões no tecido ósseo permitiu determinar a região de maiores tensões, que esteve de acordo com o relatado por estudos clínicos. Os novos modelos apresentaram uma menor tensão na região de osso cortical, quando comparados com o modelo tradicional.

Palavras-chave: conceito *all - on - four*, próteses, tensões ósseas, método dos elementos finitos, implantes.

1. INTRODUÇÃO

A inserção cirúrgica no tecido ósseo de parafusos confeccionados em titânio e a comprovação da utilização para suportes protéticos e dentes artificiais, definiu o paradigma da osseointegração e revolucionou o método de reabilitação de edêntulos. Em 1977, Bränemark *et al.*, desenvolveram um modelo de prótese total suportada por cinco ou seis implantes, que era composta por dez a doze dentes. Esse modelo ficou conhecido como sistema Bränemark de implantes.

No cenário dos edêntulos uma condição agravante foi detectada após as extrações dentárias (Thomé *et al.*, 2009). A reabsorção óssea, que causa indisponibilidade óssea e atrofia, acometia esse tipo de pacientes. Essa condição biológica limita ou impede a instalação de implantes e se tornou um encalço para a reabilitação (Maia *et al.*, 2008). Dentre várias técnicas que possibilitam o contorno a essa deficiência, o conceito *all - on - four* teve grande aceitação na área odontológica. Desenvolvido por Malo *et al.* (2007), ele consiste em inserir quatro implantes, dispostos estrategicamente, que servem de suporte para próteses totais fixas. Um dos aspectos importantes do conceito *all - on - four* é a inclinação, de dois implantes posicionados a distal, que possibilita uma melhor ancoragem e conduzem a uma grande probabilidade de sucesso para a reabilitação de edêntulos.

As próteses sobre implantes do sistema Bränemark ou no conceito *all - on - four* apresentam a mesma característica: são confeccionados com resina acrílica e componentes metálicos. Os processos clássicos de confecção do sistema de próteses envolvem soldas ou elementos usinados que tornam o processo oneroso, restringe as possibilidades de geometria das próteses e demanda um tempo muito longo. Além dessa consideração, para o sucesso da inserção da prótese total depende de fatores biomecânicos como cantilever (viga em balanço) reduzido, estabilidade primária satisfatória dos implantes, passividade de assentamento protética e a manutenção da rigidez da prótese por todo o período de cicatrização, diminuindo as tensões sobre o osso residente. Com base nessas necessidades, Fonseca (2012) propôs uma nova abordagem para a restauração protética do conceito *all - on - four*. Essa proposta apresenta uma nova abordagem no que tange à disposição da resina acrílica no corpo protético, particularmente na interface do contato da resina acrílica com os componentes da prótese, influenciando no contato entre os próprios componentes da mesma.

Como os estudos *in vivo* representam fases de pesquisa posteriores às etapas *in vitro*, considerou-se a utilização do método computacional dos elementos finitos (MEF). O MEF é amplamente utilizado para análises biomecânicas. O objetivo principal desse estudo é avaliar computacionalmente o comportamento e distribuição das tensões no tecido ósseo na nova prótese para restauração, comparando com o modelo de restauração que é utilizado convencionalmente.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

O presente estudo foi baseado no trabalho de Fonseca (2012). Foram considerados três modelos de estudo, nomeados como G2, G3 e G4, do trabalho citado. Os modelos G2 e G3 são referentes a nova abordagem e o modelo G4 ao método convencional ou modelo em monobloco (Fig. 1). Eles são formados por: resina acrílica, cilindros e barra metálica. Os implantes e tecido ósseo, osso cortical e trabecular, são considerações para tornar o modelo completo no âmbito do escopo do trabalho. Para a construção das geometrias foi utilizado o software Solid Works 2015. As dimensões da resina acrílica e da barra metálica foram tiradas da dissertação de Fonseca (2012). Os componentes definidos como cilindros, implantes e os componentes adicionais aos mesmos foram tirados da literatura e catálogos de produtos da Bionnovation- implantes e biomateriais. As dimensões do tecido ósseo, tal qual a geometria, foram consideradas tal qual se encontrada em literatura orientada no trabalho de Fonseca (2012). A Figura 1 exemplifica os modelos da dissertação e Fig. 2 as diferenças pontuais que cada um apresenta, respectivamente. No presente trabalho foi simplificada a geometria. Foi considerada apenas metade da porção do modelo e a angulação foi omitida. Os modelos da Fig. 1 foram considerados como barras retas. A análise computacional e construção do modelo foram realizadas pelo software de elementos finitos Abaqus 6-12.1.



Figura 1. Modelos estudados em Fonseca.
Fonte: Fonseca (2012).



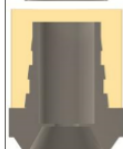
G2	Pré-Fabricado(Ti) Jateamento Óxido de alumínio 125µm	Fundida (Co-Cr) Sem soldas Isolada dos cilindros	Apoio passivo da infraestrutura com a face cervical do cilindro Metal sobre metal	Preenchendo a interface passiva entre cilindro e barra	
G3	Pré-Fabricado(Ti) Jateamento Óxido de alumínio 125µm	Fundida (Co-Cr) Sem soldas Isolada dos cilindros	Infraestrutura sem contato direto com cilindro (colar de resina de 1,5 mm) Resina entre metais	Preenchendo a interface passiva entre cilindro, barra e colar	
G4	Pré-Fabricado(Ti) Jateamento Óxido de alumínio 125µm	Fundida junto aos cilindros (Co-Cr) Soldada (3 uniões)	Estrutura fusionada	Compondo a barra acima da infraestrutura	

Figura 2. Diferenças na disposição dos componentes da prótese.
Fonte: Fonseca (2012).

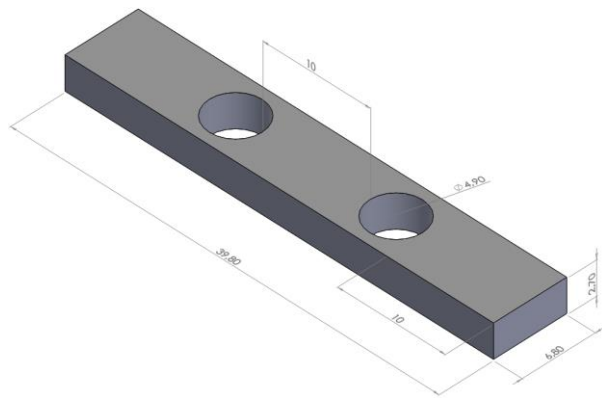
2.1. Geometria das Estruturas

Os modelos G2, G3 e G4, apresentam, essencialmente, as mesmas estruturas constitutivas, só modificando alguma dimensão geral. A geometria dos cilindros utilizada foi retirada do catálogo Bionnovation – implantes e biomateriais. A Tabela 1 lista as estruturas e as suas dimensões de uma forma geral.

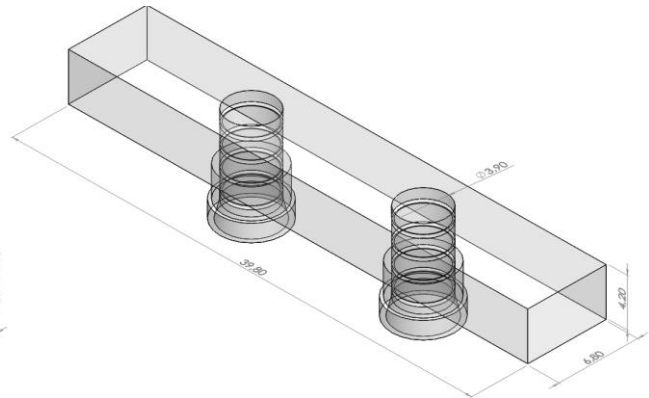
Tabela 1. Dimensões dos componentes do modelo.

Estrutura	Dimensões (mm)					
	Altura	Comprimento	Largura	Diâmetro externo	Diâmetro	Espessura
Cilindro	10 mm	X	X	3,80 mm	X	X
Barra Metálica	2,7 mm	39,80 mm	6,80 mm	X	4,9 mm	X
Resina Acrílica	4,20 mm	39,80 mm	6,80 mm	X	3,80 mm	X
Osso Cortical	20 mm	39,80 mm	13 mm	X	X	5 mm
Osso Trabecular	15 mm	39,80 mm	8 mm	X	X	8 mm
Implantes	X	13 mm	X	X	4,1 mm	X

A barra metálica apresenta dois furos de diâmetros já documentados (Tab. 1) com o centro dos mesmos estando a 12,45 mm da extremidade da barra. No modelo G4, os cilindros e a barra metálica formam um mesmo componente, constituindo um monobloco, porém as dimensões não se alteram. Os modelos G2 e G3 apresentam uma porção de resina que permeia os cilindros e a barra metálica. O modelo G4 não apresenta essa porção por ser construído em monobloco (Fig. 2). Foram utilizados dois implantes, um reto e outro inclinado. Os implantes utilizados são conhecidos como implantes ossointegráveis rosqueáveis de hexágono externo. O modelo geométrico utilizado está no catálogo da Bionnovation – implantes e biomateriais. A inclinação do implante foi de 18°. Os componentes adicionais, tal como os minipilares reto e de angulação, foram considerados na confecção dos implantes. O tecido ósseo foi modelado como sendo um paralelepípedo formado por duas estruturas.



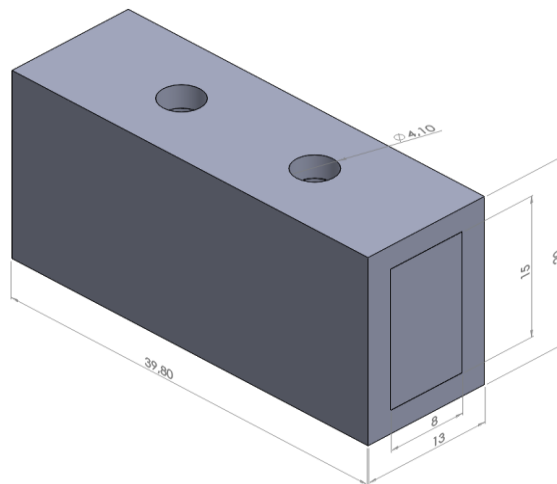
(a) Modelo da Barra Metálica.



(b) Modelo da Resina Acrílica.



(c) Modelo do Cilindro e dos Implantes Rosqueáveis de Hexágono Externo Inclinado e Reto.



(d) Modelo do Tecido Ósseo

Figura 3. Ilustração das Estruturas do Modelo.

A geometria utilizada no modelo de elementos finitos que está representada na Fig. 3.

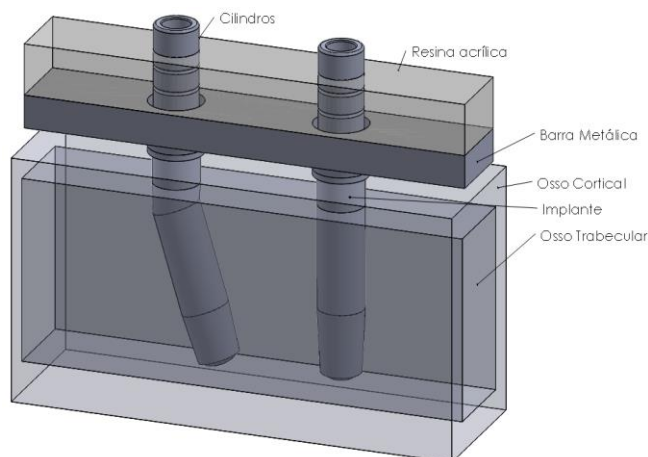


Figura 4. Modelo geométrico de prótese sobre implante.

2.2. O Modelo de Elementos Finitos

2.2.1. Materiais

Os materiais utilizados nos componentes foram definidos de acordo com Fonseca (2012). Nos modelos G2 e G3 os cilindros e os implantes são compostos por titânio, a barra metálica por uma liga de cobalto – cromo. Completo pela resina acrílica e os ossos cortical e trabecular. No modelo G4, o monobloco é constituído apenas pela liga cobalto – cromo.

Nas propriedades dos materiais dos modelos: todos foram considerados isotrópicos, homogêneos e linearmente independentes. As propriedades dos materiais usados se encontram na Tab. 2.

Tabela 2. Propriedades dos materiais.

Material	Módulo de Elasticidade (E) MPa	Coefficiente de Poisson (ν)	Referências
Osso cortical	13700	0,3	Barbier <i>et al.</i> , 1998
Osso trabecular	1370	0,3	Barbier <i>et al.</i> , 1998
Titânio	110000	0,3	Holmgren <i>et al.</i> , 1998
Liga CoCr	218000	0,33	Eskitascioglu <i>et al.</i> , 2004
Resina	2460	0,35	Stegaroïu <i>et al.</i> , 1998 –Faot, 2006

2.2.2. Malha e Condições de Contorno

Para a criação da malha (subdivisão/elementos discretos do modelo) foram utilizadas as ferramentas do software Abaqus 6.12-1. Os elementos foram considerados tetraédricos quadrados tipo C3D10. O tamanho dos elementos foi de 0.20 mm. A Tabela 3 lista os números de nós e elementos de cada modelo. A malha foi refinada no osso cortical e na resina acrílica porque eles representam as regiões de interesse para a análise.

Tabela 3. Número de nós e elementos dos modelos.

	Nós	Elementos
G2	340902	1787733
G3	345667	1809552
G4	333626	1760167

A Figura 4 exemplifica o modelo de malhas.



Figura 3. Modelo de malhas pelo MEF.

Para a definição das condições de contorno, foram analisadas as condições mecânicas impostas ao tecido ósseo. O modelo foi considerado engastado na face inferior e nas faces laterais tal qual está ilustrado na Fig. 5. O engaste define que não existe deslocamentos e rotações na região submetida ao mesmo.

2.2.3. Simulação do Modelo

O carregamento utilizado foi feito de forma análogo ao trabalho de Fonseca (2012). Um pistão de 1 mm de raio aplicou uma força de 500 N na resina acrílica a 5 mm, medidos do centro do mesmo, na extremidade do cantilever. A primeira consideração foi feita com base nos estudos e experimento de Fonseca (2012). A segunda foi feita porque considerou-se a osseointegração perfeita do componente com o tecido ósseo. Para a análise dos resultados foram utilizados dois critérios de falha. Nesse estudo, onde a resina foi tratada como um material frágil, considerou-se a análise somente da tensão máxima principal. No tecido ósseo, o critério utilizado foi o de Von Mises. Mesmo o osso sendo um material frágil e o critério de Von Mises sendo utilizado para materiais dúcteis, ele foi utilizado porque não foi considerado a ruptura do tecido ósseo e ele é mais facilmente avaliado para essa situação de simulação. A região de análise é o aonde se encontra o contato entre o implante inclinado e o osso cortical. Essa região, na Figura 5, se encontra abaixo do ponto de aplicação do carregamento. A Figura 5 exemplifica as condições de contorno e o ponto de aplicação do carregamento.

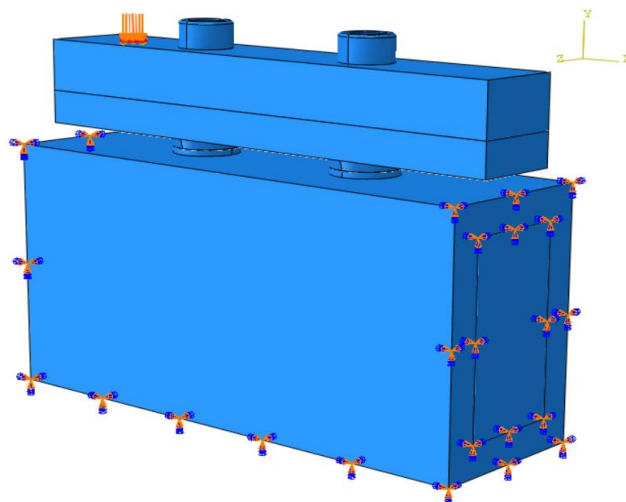


Figura 4. Condições de contorno e carregamento para os modelos.

3. RESULTADOS

Foi realizada uma análise qualitativa da distribuição das tensões de Von Mises no tecido ósseo para comparação entre os modelos. Utilizou-se as tensões de Von Mises máximas que foram fornecidas pelos próprios resultado como o limiar superior da escala de tensões.

3.1. Tensões de Von Mises

A Figura 6 mostra a distribuição de tensões nos modelos G2, G3 e G4. No primeiro modelo as tensões se concentraram na porção onde ocorre o contato do implante inclinado com o osso cortical. O maior valor de tensão encontrada foi de 69,5 MPa. No modelo G3 as tensões se distribuíram na mesma região do modelo G2. A maior tensão detectada nessa região foi de 58,56 MPa. No último modelo percebe-se que os maiores valores das tensões se concentraram na mesma região dos modelos G2 e G3. A tensão máxima avaliada nesse modelo foi de 70,23 MPa.

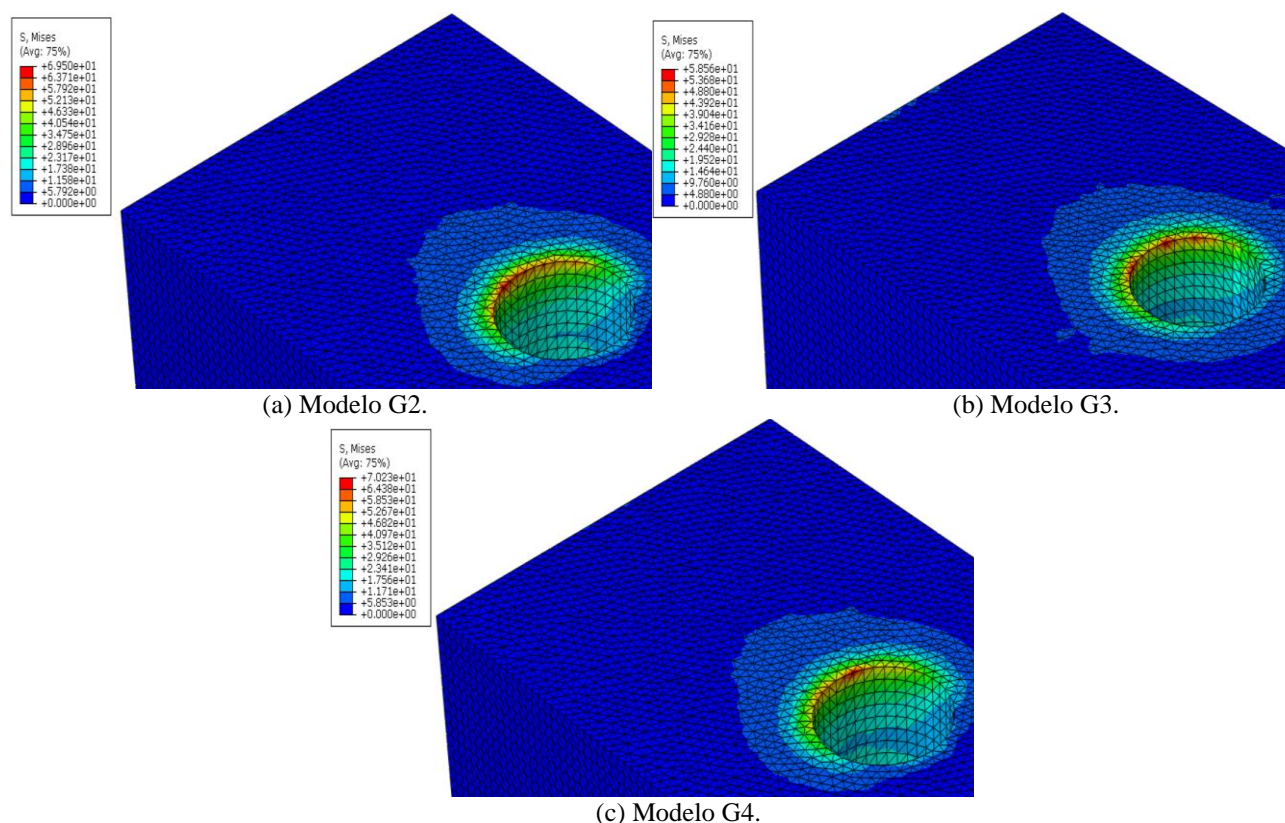


Figura 6. (a) Distribuição de tensões no tecido ósseo no modelo G2, (b) G3 e (c) G4 [MPa].

4. DISCUSSÃO

A análise dessa simulação visa esclarecer as suposições feitas por pesquisadores. Eles consideram que as tensões no tecido ósseo nos novos modelos, G2 e G3, seriam menores do que no modelo convencional G4. De acordo com Pugh *et al.* (1973) existe um limiar de tensões para o início da reabsorção óssea e os esforços carregados na interface implante – osso comprometem a osseointegração, podendo causar falhas na prótese e problemas graves da reabilitação do paciente (Greco *et al.*, 2009; Hobo *et al.*, 1991). A análise dos resultados aponta para uma concentração de tensões na interface implante – cortical, e esse resultado é corroborado em outros estudos (Skalak, 1985; Bränemark *et al.*, 1985). A segunda coluna da Tabela 4 apresenta os resultados de tensões máximas encontradas na região cortical do tecido ósseo. O modelo G2 apresenta uma variação de 1,04% em relação à maior tensão (modelo G4).

O modelo G3 apresentou uma tensão máxima de 58,56 MPa. Em comparação com o modelo convencional ele apresentou uma tensão 16,61% (11,67 MPa) menor.

Foi analisado o modelo do sistema prótese – tecido ósseo para estudar as tensões no osso. Porém, como o interesse da simulação é comparar a distribuição das tensões no tecido ósseo quando as próteses estão na conformação G2, G3 ou G4, o estudo das tensões na resina acrílica é essencial para o desenvolvimento do estudo. A Figura 7 mostra como se deu a distribuição das tensões nos modelos. Os valores das tensões na prótese acrílica são maiores quando se apresenta menores tensões no osso cortical. A Tabela 4 compara as tensões máximas encontradas na prótese acrílica com as tensões máximas no tecido ósseo.

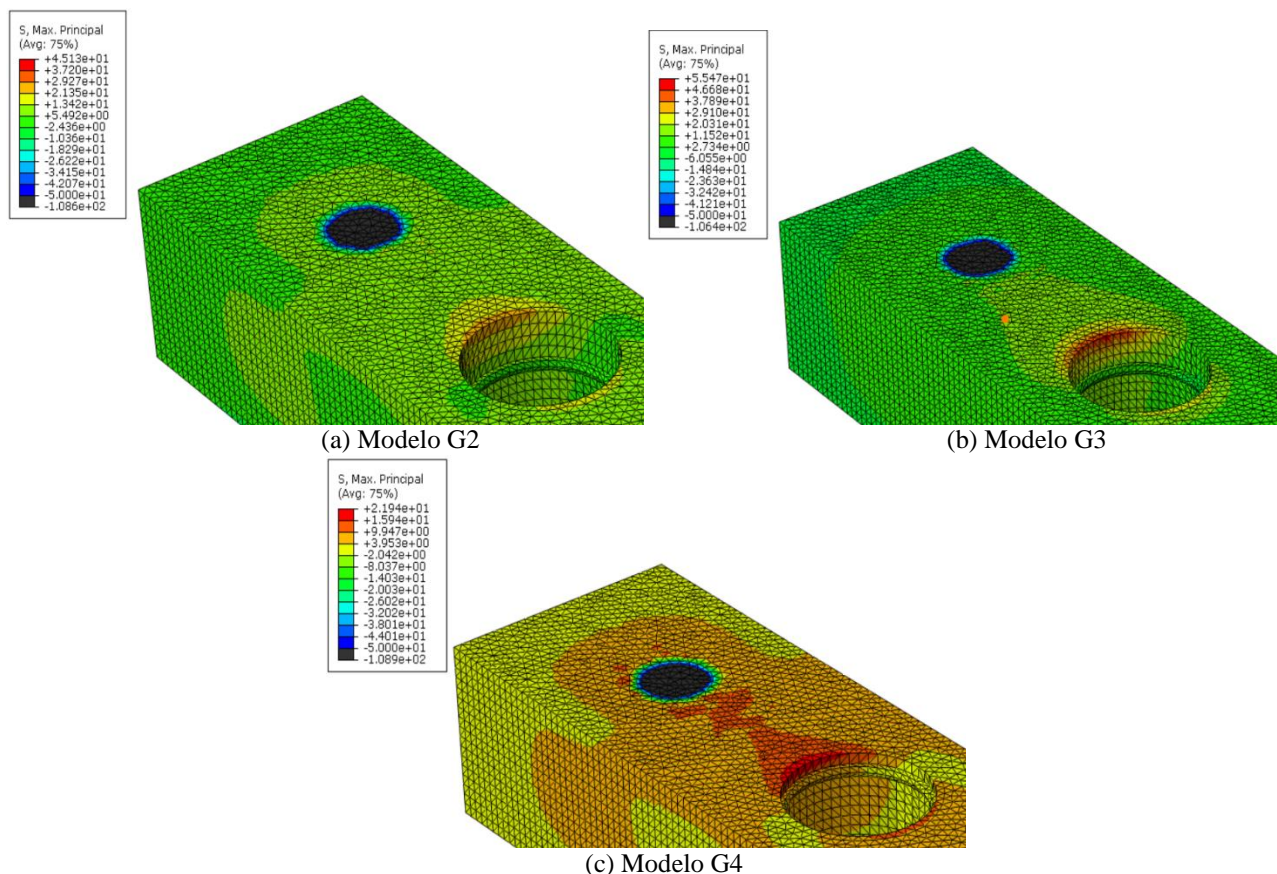


Figura 7. (a) Distribuição de tensões na resina acrílica no modelo G2, (b) G3 e (c) G4 [MPa].

Tabela 4. Comparação entre os valores das maiores tensões na prótese acrílica e no osso cortical

Modelo	Tensões Prótese Acrílica Máxima Principal (MPa)	Tensões Osso Cortical Von Mises (MPa)
G2	45,13	69,50
G3	55,47	58,56
G4	21,94	70,23

Tensões maiores na resina aparecem com tensões menores na cortical. Mecanicamente pode-se considerar que esse fenômeno ocorre porque a energia que foi transferida para o modelo, oriunda da força externa aplicada, se concentrou em maior parte no contato resina – cilindro, e uma menor parte foi transmitida para o tecido ósseo. As tensões na resina sempre foram maiores para o modelo G3. Em comparativo com o modelo G4, o resultado é significativo. A estrutura acrílica do G4 concentra menos energia de deformação e consequentemente transfere mais energia para o implante e tecido ósseo. A do G3 concentra mais energia de deformação na resina e consequentemente transfere menos para o implante e tecido ósseo. Esse resultado é de extrema importância porque viabiliza um método que otimiza a reabilitação de edêntulos agindo em uma osseointegração integral.

5. CONCLUSÃO

Considerando as limitações da metodologia utilizada neste estudo, os resultados obtidos foram relevantes. Os maiores valores de tensão se encontraram nos implantes distais quando foi realizado o carregamento no cantilever. A utilização da abordagem inovadora se mostrou relevante no que diz respeito a distribuição de tensões no tecido ósseo. Os corpos protéticos que apresentavam um maior contato com intermediação da resina acrílica, tal qual os modelos G2 e G3, apresentaram menores tensões na cortical. O modelo G2 apresentou uma tensão ligeiramente menor que em G3, e o G3 menor do que a maior tensão encontrada no modelo G4. Em relação as tensões no tecido ósseo e na resina acrílica, a distribuição de tensões esteve intrinsicamente ligada as mesmas distribuídas na resina acrílica.

REFERÊNCIAS

- BRÄNEMARK, P. I.; HANSSIN, B. O.; ADELL, R., et al. Osseointegrated implants in the treatment of edentulous jaw: experience from a 10-year period. *Scand. J. Plast. Reconstr. Surg.*, Stockholm, v. 16, n. 1, p. 132, 1977.
- BRÄNEMARK, P. I.; ZARB, G. A.; ALBREKTSSON, T. *Tissue-integrated prosthesis: osseointegration in clinical dentistry*. Chicago: Quintessence, 1985, 350 p.
- FONSECA, D. R. Avaliação in vitro do comportamento mecânico de próteses totais fixas sobre implantes em mandíbula edêntula: conceito all-on-four. 2012. 69 p. Dissertação (Mestrado em Odontologia) – Universidade Federal dos Vales do Jequitinhonha e Mucuri, Diamantina. 2012.
- GRECO, G. D.; JANSEN, W. C.; LANDRE JUNIOR, J.; SERAIDARIAN, P. I. Biomechanical analysis of the stress generated by different disocclusion patterns in an implant-supported mandibular complete denture. *J Appl Oral Sci* 2009; 17:515-20
- HOBÓ, S.; ICHIDA, E.; GARCIA, L. T. *Osseointegration and occlusal rehabilitation*. Quintessence, 1991. Cap. 18, p. 315-328.
- MAIA, B. G. F.; JAHN, R. S.; MAIA, S.; NEIVA, T. G. G.; BLATT, M. Implantes inclinados no tratamento reabilitador da maxila atrofica. *Implantnews* 2008; 5(4):359-64.
- MALÓ, P.; NOBRE, M de A.; LOPES, A. The use of computer-guided flapless implant surgery and four implants placed in immediate function to support a fixed denture: preliminary results after a mean follow-up period of thirteen months. *J Prosthet Dent*. 2007; 97(Suppl 6):27-34.
- PUGH, J. W., ROSE, R. M., RADIN, R. L. Elastic and viscoelastic proprieties of trabecular bone: dependence on structure. *J Biomech*, 6:475-485, 1973.
- SKALAK, R. Aspects of biomechanical considerations. In: BRÄNEMARK, P. I.; ZARB, G. A.; ALBREKTSSON, T. (eds). *Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry*. Chicago: Quintessence; 1985:117-28.
- THOMÉ, G.; BERNADES, SR; SARTORI, IM. Uso de Implantes curtos: decisão baseada em Evidências Científica. *Jornal do Ilapeo*, 2009, jun p.2-4.

NOTA DE RESPONSABILIDADE

Os autores são os únicos responsáveis pelo material reproduzido nesse artigo.